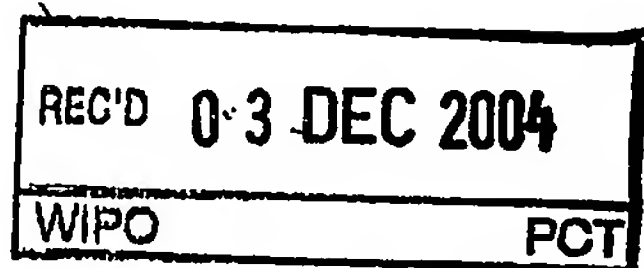




Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets



PCT/IB04/52612

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten europäischen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the European patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet européen spécifiée à la page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03104582.6

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

BEST AVAILABLE COPY

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk



Anmeldung Nr:
Application no.: 03104582.6
Demande no:

Anmeldetag:
Date of filing: 08.12.03
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards
GmbH
Steindamm 94
20099 Hamburg
ALLEMAGNE
Koninklijke Philips Electronics N.V.
Groenewoudseweg 1
5621 BA Eindhoven
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.
If no title is shown please refer to the description.
Si aucun titre n'est indiqué se referer à la description.)

COMPUTERTOMOGRAPHIE-VERFAHREN FÜR SICH PERIODISCH BEWEGENDE OBJEKTE

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed /Priorité(s)
revendiquée(s)
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/
Classification internationale des brevets:

A61B6/03

Am Anmeldetag benannte Vertragstaaten/Contracting states designated at date of
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL
PT RO SE SI SK TR LI

BESCHREIBUNG

Computertomographie-Verfahren für sich periodisch bewegende Objekte

Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem ein sich periodisch bewegendes Objekt, insbesondere ein Herz, von einem Strahlenbündel durchstrahlt wird. Die Erfindung bezieht sich außerdem auf einen Computertomographen zur Durchführung des Verfahrens sowie auf ein Computerprogramm zur Steuerung des Computertomographen.

In bekannten Verfahren der eingangs genannten Art wird der räumliche Verlauf der Absorption bzw. der Schwächung der Strahlung in dem sich periodisch bewegendem Objekt aus Messwerten, die mit einer Detektoreinheit akquiriert werden, rekonstruiert. Dabei führt die periodische Bewegung des Objekts dazu, dass die Messwerte Informationen aus unterschiedlichen Objektzuständen enthalten, was zu Bewegungsartefakten im rekonstruierten Datensatz führt.

Um diese Bewegungsartefakte zu reduzieren, werden in bekannten Verfahren während der Detektion der transmittierten Strahlen gleichzeitig von der Bewegung des Objekts abhängige Bewegungssignale, bspw. ein Elektrokardiogramm, aufgezeichnet. Aus diesen Bewegungssignalen lassen sich die unterschiedlichen, aufeinanderfolgenden, sich periodisch wiederholenden Bewegungsphasen des Objekts ermitteln. Für die Rekonstruktion des Objekts werden dann ausschließlich Messwerte verwendet, die akquiriert worden sind, während sich das Objekt in der gleichen Bewegungsphase befand. Eine Bewegungsphase ist dabei in der Regel ein sich in jeder Periode wiederholender Phasenbereich, in dem die Akquisitionszeitpunkte der zur Rekonstruktion verwendeten Messwerte liegen. Wenn bspw. bei einem Herz eine Bewegungsphase von 75 % bis 85 % RR (RR – Abstand benachbarter R-Peaks eines Elektrokardiogramms) ausgewählt worden ist, so werden zur Rekonstruktion ausschließlich Messwerte verwendet, deren Akquisitionszeitpunkte in den einzelnen Perioden jeweils in diesem Phasenbereich liegen.

Nachteilig ist hierbei, dass, z.B. aufgrund der variierenden Herzrate, die Objektzustände in Bewegungsphasen der unterschiedlichen Perioden nicht wirklich gleich sind. So nimmt bspw. das Herz in einer Bewegungsphase von 75 % bis 85 % RR in einer Periode Objektzustände ein, die von den Objektzuständen in derselben Bewegungsphase in einer nachfolgenden Periode abweichen, was zu starken Bewegungsartefakten führt. Dieser Effekt ist umso größer, je mehr sich das Objekt in der jeweiligen Bewegungsphase bewegt. Daher wird in bekannten Verfahren der Herzbildgebung versucht, diejenige Bewegungsphase mit Hilfe des Elektrokardiogramms zu ermitteln, in der sich das Objekt am wenigsten bewegt. Dies ist aber nur in unzureichender Weise möglich, da das Elektrokardiogramm die Objektbewegung nicht mit ausreichender Genauigkeit wiedergibt.

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Computertomographie-Verfahren, einen Computertomographen und ein Computerprogramm anzugeben, bei denen die Bewegungsartefakte weniger ausgeprägt sind.

15

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Computertomographie-Verfahren mit den Schritten:

- a) Erzeugen eines ein sich periodisch bewegendes Objekt durchsetzenden Strahlenbündels mit einer Strahlenquelle,
- b) Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle einerseits und dem Objekt andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse umfasst,
- c) Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Objekts abhängen, mit einer Detektoreinheit während der Relativbewegung,
- d) Erfassen eines von der Bewegung des Objekts abhängenden Bewegungssignals mit einer Bewegungserfassungseinrichtung und Ermitteln von sich periodisch wiederholenden Bewegungsphasen mit Hilfe des erfassten Bewegungssignals,

30

- 5
- e) Rekonstruieren mehrerer Zwischenbilder eines Bereichs des Objekts, wobei jedes Zwischenbild mit Messwerten rekonstruiert wird, die akquiriert wurden, während sich das Objekt in einer anderen Bewegungsphase befand, so dass jedem Zwischenbild eine Bewegungsphase zugeordnet werden kann,
 - f) Ermitteln der Bewegungsphase mit der geringsten Objektbewegung in dem Bereich durch Ermitteln des Zwischenbildes mit den wenigsten Bewegungsartefakten in dem Bereich,
 - 10 g) Rekonstruieren eines Computertomographie-Bild des Bereichs aus Messwerten, die akquiriert wurden, während sich das Objekt in der Bewegungsphase mit der geringsten Objektbewegung in diesem Bereich befand, wobei sich die dabei verwendeten Rekonstruktionsparameter von den Rekonstruktionsparametern, die zur Rekonstruktion der Zwischenbilder verwendet worden sind, unterscheiden.

15

Im Vergleich zu den eingangs erwähnten bekannten Verfahren wird erfindungsgemäß zunächst diejenige Bewegungsphase ermittelt, in der sich das Objekt, in dem jeweiligen Bereich, am wenigsten während der Akquisition bewegt hat. Für die Rekonstruktion des Objektbereichs werden dann ausschließlich Messwerte verwendet, deren

- 20 Akquisitionszeitpunkte in diesen Bewegungsphasen liegen, wobei, wie oben bereits erwähnt, diese Bewegungsphasen in der Regel Phasenbereiche sind. Dies führt im Vergleich zu bekannten Verfahren zu einer Reduzierung der Bewegungsartefakte.

- Der Begriff „periodische Bewegung“ ist nicht beschränkt auf eine Periodizität im exakten
- 25 Sinne, d.h. er ist nicht beschränkt auf Bewegungen, bei denen sich Objektzustände regelmäßig exakt wiederholen, d.h. exakt gleiche Objektzustände zu exakt äquidistanten Zeitpunkten auftreten. Eine periodische Bewegung im Rahmen der Erfindung umfasst insbesondere Bewegungen, die von einer mathematischen Exaktheit abweichen, wie es bei sich periodisch bewegenden Körperorganen, bspw. dem Herz, bekanntlich der Fall ist. Das
- 30 heißt, es werden ähnliche, im wesentlichen gleiche Objektzustände zu Zeitpunkten durchlaufen, die in der Regel im wesentlichen äquidistant sind.

Der Bereich im Sinne des Anspruchs 1 kann das gesamte Objekt oder nur ein Teil des Objekts umfassen.

Die Rekonstruktion der Zwischenbilder mit einer geringen räumlichen Auflösung gemäß
5 Anspruch 2 führt zu einer Reduzierung des Rechenaufwands bei der Rekonstruktion der Zwischenbilder. Die räumliche Auflösung der Zwischenbilder muss ausreichend groß sein, so dass Bewegungsartefakte in den Zwischenbildern erkannt werden können. Weitere Anforderungen an die Auflösung der Zwischenbilder werden in der Regel nicht gestellt. Insbesondere ist es nicht notwendig, Zwischenbilder von möglichst hoher räumlicher
10 Auflösung, wie sie zu Diagnosezwecken benötigt wird, zu rekonstruieren.

Im Anspruch 3 wird ein auszuwertender Bereich (FOV – field of view) des Objekts in Unterbereiche eingeteilt. Dann wird für jeden Unterbereich jeweils die Bewegungsphase ermittelt, in der sich der jeweilige Unterbereich während der Akquisition am wenigsten
15 bewegt hat. In dem abschließend zu rekonstruierenden Computertomographie-Bild (CT-Bild) werden dann zur Rekonstruktion eines Unterbereiches ausschließlich Messwerte verwendet, die akquiriert wurden, während sich das Objekt in einer Bewegungsphase befand, in der sich das Objekt in diesem Unterbereich am wenigsten bewegt hat. Dies führt, da sich das Objekt in unterschiedlichen Unterbereichen unterschiedlich bewegen
20 kann, zu einer weiteren Reduzierung der Bewegungsartefakte.

Die Ermittlung des Zwischenbildes mit den wenigsten Bewegungsartefakten mittels eines Bewegungsartefaktemaßes und eines Bewegungsartefaktewertes nach Anspruch 4, insbesondere mittels eines Mittelwertes von Gradienten von Bildwerten eines
25 Zwischenbildes in Richtung der Rotationsachse nach Anspruch 5, führen zu einer weiteren Reduzierung der Bewegungsartefakte.

Bei Verwendung bekannter Verfahren treten Bewegungsartefakte besonders stark dort auf, wo Bereiche des Objekts mit Messwerten rekonstruiert werden, deren
30 Akquisitionszeitpunkte zwar in der gleichen Bewegungsphase, aber in unterschiedlichen Perioden liegen. Diese Bereiche werden als Überlappungsbereiche bezeichnet. Die Überlappungsbereiche treten besonders häufig bei sich relativ zur Datenaufnahme schnell

bewegenden Objekten, wie dem menschlichem Herz, auf, da zur Rekonstruktion derartiger Objekte ist eine hohe zeitliche Auflösung erforderlich, so dass möglichst schmale Bewegungsphasenbereiche verwendet werden. Da ausschließlich Messwerte verwendet werden, deren Akquisitionszeitpunkte in diesen Bewegungsphasenbereichen liegen, müssen, um eine ausreichende Anzahl an Messwerten für die Rekonstruktion zur Verfügung zu haben, Messwerte aus möglichst vielen unterschiedlichen Perioden zur Rekonstruktion desselben Objektbereichs verwendet werden. Die Ausgestaltung gemäß Anspruch 6 berücksichtigt diesen Sachverhalt, indem Gradienten, die in diesen Überlappungsbereichen liegen, ein größeres Gewicht bekommen als Gradienten, die nicht in diesen Bereichen liegen. Dies führt zu einer weiteren Reduzierung der Bewegungsartefakte.

Ein Computertomograph zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist in Anspruch 7 beschrieben.

Anspruch 8 definiert ein Computerprogramm zur Steuerung eines Computertomographen nach Anspruch 7.

Die Erfindung wird im Folgenden anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 einen Computertomographen, mit dem das erfindungsgemäße Verfahren ausführbar ist,

Fig. 2 ein Ablaufdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens,

Fig. 3 eine schematische Darstellung eines Elektrokardiogramms, einer Periode und mehrerer Phasenstellen in der Periode,

Fig. 4 ein Ablaufdiagramm einer gefilterten Rückprojektion und

Fig. 5 eine schematische Perspektivansicht einer helixförmigen Trajektorie, eines virtuellen Detektors und mehrerer Strahlenfächer.

Der in Fig. 1 dargestellte Computertomograph umfasst eine Gantry 1, die um eine parallel zur z-Richtung des in Fig. 1 dargestellten Koordinatensystems verlaufende Rotationsachse 14 rotieren kann. Dazu wird die Gantry 1 von einem Motor 2 mit einer vorzugsweise konstanten, einstellbaren Winkelgeschwindigkeit angetrieben. An der Gantry 1 ist eine Strahlenquelle S befestigt, beispielsweise ein Röntgenstrahler. Dieser ist mit einer Kollimatoranordnung 3 versehen, die aus der von der Strahlenquelle S erzeugten Strahlung ein kegelförmiges Strahlenbündel 4 ausblendet, d.h. ein Strahlenbündel, das sowohl in z-Richtung als auch in einer dazu senkrechten Richtung (d.h. in einer zur Rotationsachse senkrechten Ebene) eine von Null verschiedene, endliche Ausdehnung hat. Alternativ könnte auch ein fächerförmiger Strahl verwendet werden.

Das Strahlenbündel 4 durchdringt einen zylinderförmigen Untersuchungsbereich 13, in dem sich ein periodisch bewegendes Objekt (nicht dargestellt) befindet. Dieses Objekt ist in diesem Ausführungsbeispiel ein pulsierendes Herz, das Eigenbewegungen durchführt und unter Umständen zusätzlich durch Atembewegungen des Patienten hin und her bewegt wird. In anderen Ausführungsformen könnten auch andere sich periodisch bewegendende Körperteile, wie Leber, Gehirn oder Adern oder sich periodisch bewegendende technische Objekte durchstrahlt werden.

Nach dem Durchsetzen des Untersuchungsbereichs 13 trifft das Strahlenbündel 4 auf eine an der Gantry 1 befestigte Detektoreinheit 16 mit einer Detektorfläche, die eine Vielzahl von Detektorelementen umfasst, die in dieser Ausführungsform in Zeilen und Spalten matrixförmig angeordnet sind. Die Detektorspalten verlaufen vorzugsweise parallel zur Rotationsachse 14. Die Detektorzeilen befinden sich in zur Rotationsachse senkrechten Ebenen, in dieser Ausführungsform auf einem Kreisbogen um die Strahlenquelle S (fokus-zentrierter Detektor). In anderen Ausführungsformen können sie aber auch anders geformt sein, z. B. einen Kreisbogen um die Rotationsachse 14 beschreiben oder geradlinig sein. Jedes von dem Strahlenbündel 4 getroffene Detektorelement liefert in jeder Position der Strahlenquelle einen Messwert für einen

Strahl aus dem Strahlenbündel 4. Wenn in anderen Ausführungsformen ein fächerförmiges Strahlenbündel verwendet wird, so könnte die Detektoreinheit nur eine einzige Detektorzeile aufweisen.

- 5 Der mit α_{\max} bezeichnete Öffnungswinkel des Strahlenbündels 4 bestimmt den Durchmesser des Objektzylinders, innerhalb dessen sich das zu untersuchende Objekt bei der Akquisition der Messwerte befindet. Dabei ist der Öffnungswinkel als der Winkel definiert, den ein Strahl, der in einer zur Rotationsachse 14 senkrechten Ebene am Rande des Strahlenbündels 4 liegt, mit einer durch die Strahlenquelle S und die
- 10 Rotationsachse 14 definierten Ebene einschließt. Der Untersuchungsbereich 13 bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch können mittels eines Motors 5 parallel zur Rotationsachse 14 bzw. zur z-Achse verschoben werden. Dazu äquivalent könnte aber auch die Gantry in diese Richtung verschoben werden. Wenn es sich um ein technisches Objekt handelt und nicht um einen Patienten, kann das Objekt bei einer
- 15 Untersuchung gedreht werden, während die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 still stehen.

- Mit Hilfe der Motoren 2 und 5 können die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 eine Trajektorie relativ zum Untersuchungsbereich 13 beschreiben, die auf einer
- 20 imaginären Zylinderoberfläche verläuft. Diese Trajektorie kann bspw. helixförmig verlaufen, wenn beide Motoren im Betrieb sind. Wenn dagegen der Motor 5 für den Vorschub in Richtung der Rotationsachse 14 stillsteht und der Motor 2 die Gantry rotieren lässt, ergibt sich eine kreisförmige Trajektorie für die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 relativ zum Untersuchungsbereich 13. In diesem
- 25 Ausführungsbeispiel wird die helixförmige Trajektorie betrachtet.

- Während der Akquisition der Messwerte wird in bekannter Weise die Herzbewegung mittels eines Elektrokardiographen 8 aufgezeichnet. Dazu ist der Brustbereich eines Patienten über Elektroden (nicht dargestellt) mit dem Elektrokardiographen 8
- 30 verbunden. Alternativ könnte auch der Puls als ein die Herzbewegung beschreibendes Bewegungssignal verwendet werden. In anderen Ausführungsformen, insbesondere bei

anderen beweglichen Objekten, kann die Bewegung des Objektes mit Hilfe anderer Bewegungssignale verfolgt werden. So kann bspw. bei einem technischen Objekt, das durch einen Motor periodisch bewegt wird, ein Signal des Motors als Bewegungssignal verwendet werden.

5

In diesem Ausführungsbeispiel wird angenommen, dass der Patient während der Messung nicht atmet. Die Atembewegung kann also vernachlässigt werden. Alternativ könnte die Atembewegung bspw. mit einem verformbaren Bauchgurt, der mit einer Atembewegungsmesseinrichtung verbunden ist, gemessen werden.

10

Die von der Detektoreinheit 16 akquirierten Messwerte werden einer Rekonstruktionseinheit, insbesondere einem Rekonstruktionscomputer 10 zugeführt, der mit der Detektoreinheit 16 z. B. über eine drahtlose Datenübertragung (nicht dargestellt) verbunden ist. Außerdem wird das Elektrokardiogramm von dem

15

Elektrokardiographen 8 zu der Rekonstruktionseinheit 10 übertragen. Die Rekonstruktionseinheit 10 rekonstruiert die Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich 13 und gibt sie, beispielsweise auf einem Monitor 11, wieder. Die beiden Motoren 2 und 5, die Rekonstruktionseinheit 10, die Strahlenquelle S, der Elektrokardiograph 8, die Übertragung der Messwerte von der Detektoreinheit 16 zur Rekonstruktionseinheit 10 und die Übertragung des Elektrokardiogramms vom Elektrokardiographen 8 zur Rekonstruktionseinheit 10 werden von der Steuereinheit 7 gesteuert.

20

In anderen Ausführungsformen können die akquirierten Messwerte und die gemessenen Elektrokardiogramme zur Rekonstruktion zunächst einem oder mehreren Rekonstruktionscomputern zugeführt werden, die die rekonstruierten Daten z.B. über ein Glasfaserkabel an einen Bildverarbeitungscomputer weiterleiten.

25

Fig. 2 zeigt den Ablauf eines Mess- und Rekonstruktionsverfahrens, das mit dem Computertomographen nach Fig. 1 durchgeführt werden kann.

30

Nach der Initialisierung im Schritt 101 rotiert die Gantry mit einer Winkelgeschwindigkeit, die in diesem Ausführungsbeispiel konstant ist, aber auch variieren kann, z.B. in Abhängigkeit von der Zeit oder von der Strahlenquellenposition.

- 5 Im Schritt 102 wird der Untersuchungsbereich bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch parallel zur Rotationsachse verschoben und die Strahlung der Strahlenquelle S wird eingeschaltet, so dass die Detektoreinheit 16 die Strahlung aus einer Vielzahl von Winkelpositionen erfassen kann. Gleichzeitig oder auch schon vor dem Einschalten der Strahlenquelle S wird der Elektrokardiograph 8 aktiviert, so dass
- 10 zeitgleich ein Elektrokardiogramm 21 (Fig. 3) gemessen wird.

- Im Schritt 103 werden mit Hilfe des Elektrokardiogramms 21 Bewegungsphasen, die in diesem Ausführungsbeispiel Phasenbereiche darstellen, innerhalb jeder Periode an unterschiedlichen Phasenstellen $\varphi_1 \dots \varphi_N$ angeordnet. Dazu kann eine vollständige
- 15 Periode, in der jede Bewegungsphase einmal von dem Objekt durchlaufen wird, durch den zeitlichen Abstand zweier benachbarter R-Peaks 23 des Elektrokardiogramms 21 definiert werden. Die Phasenstellen $\varphi_1 \dots \varphi_N$ sind dann bspw. äquidistant in jeder Periode verteilt, z.B. an den Stellen 2 % RR, 4 % RR, ..., 98 % RR. Der Ausdruck „x % RR“ bezeichnet hierbei eine Stelle $t = t_R + 0.01x\Delta t_{RR}$, wobei t_R der Zeitpunkt des
 - 20 ersten R-Peaks der jeweiligen Periode und Δt_{RR} der zeitliche Abstand der beiden R-Peaks der jeweiligen Periode ist. Die Bewegungsphasen werden in jeder Periode so angeordnet, dass jede Phasenstelle $\varphi_1 \dots \varphi_N$ in der Mitte einer Bewegungsphase liegt. Die Breite der Bewegungsphasen wird im Rahmen des Schrittes 104 bestimmt.

- 25 Im Schritt 104 wird für jede der Phasenstellen $\varphi_1 \dots \varphi_N$ jeweils ein Zwischenbild eines zu rekonstruierenden Objektbereichs (FOV – field of view) rekonstruiert. Das heißt, zur Rekonstruktion des Zwischenbildes, das der Phasenstelle φ_1 zuzuordnen ist, werden ausschließlich Messwerte verwendet, die akquiriert wurden, während sich das Objekt in der Bewegungsphase in den unterschiedlichen Perioden befand, die an der Phasenstelle

φ_1 angeordnet ist. Entsprechendes gilt für die Zwischenbilder, die den anderen Phasenstellen zugeordnet sind. Die Breite der jeweiligen Bewegungsphase wird dabei so angepasst, dass eine vorgebbare Menge an Messwerten zur Rekonstruktion des jeweiligen Zwischenbildes zur Verfügung steht. Wenn bspw. jeder Voxel des FOV über
5 einen Winkelbereich von mindestens 180° bestrahlt werden sollte, so müssen aufgrund der bekannten Akquisitionsgeometrie, der Winkelgeschwindigkeit und des Elektrokardiogramms durch einfache geometrische Überlegungen oder durch Computersimulationen entsprechende Breiten der Bewegungsphasen ermittelt werden.

10 Die Rekonstruktion der Zwischenbilder im Schritt 104 kann bspw. mittels einer gefilterten Rückprojektion, die unten im Zusammenhang mit Fig. 4 näher erläutert wird, oder mittels bekannten iterativen Verfahren, wie ART (engl.: algebraic reconstruction technique), durchgeführt werden. Vor der Rekonstruktion kann jeder Messwert durch Multiplikation mit einem Wichtungsfaktor gewichtet werden. Dieser Wichtungsfaktor
15 kann umso größer sein, je mehr der entsprechende Messwert in der Mitte der jeweiligen Bewegungsphase angeordnet ist.

Die Rekonstruktion der Zwischenbilder erfolgt bevorzugt mit einer möglichst geringen räumlichen Auflösung (bspw. $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ dargestellt durch 32^3 Voxel), die noch
20 eine Erfassung von Bewegungsartefakten ermöglicht, um den Rechenaufwand zu minimieren.

Im Schritt 105 wird für jedes Zwischenbild mittels eines Bewegungsartefaktemaßes ein Bewegungsartefaktewert allein aus Bildwerten des jeweiligen Zwischenbildes
25 bestimmt.

Es ist bekannt, dass rekonstruierte CT-Bilder eines Objekts mit ausgeprägten Bewegungsartefakten einen höheren mittleren Gradienten von Bildwerten in Richtung der Rotationsachse 14 (z-Gradienten) aufweisen, als CT-Bilder desselben Objekts mit
30 weniger Bewegungsartefakten. Daher kann der Mittelwert der z-Gradienten von

Bildwerten als Bewegungsartefaktemaß verwendet werden. Je kleiner dieser Mittelwert ist, desto weniger Bewegungsartefakte sind in dem jeweiligen Zwischenbild vorhanden und desto weniger hat sich das Objekt in der entsprechenden Bewegungsphase bewegt. Ein Ähnlichkeitswert kann daher bspw. ermittelt werden, indem für jeden Voxel des
5 jeweiligen Zwischenbildes der z-Gradient berechnet wird und die z-Gradienten gemittelt werden.

Es ist außerdem bekannt, dass ein rekonstruiertes CT-Bild eines Objektes mit ausgeprägten Bewegungsartefakten Bildwerte aufweist, die sich mit sich ändernden
10 Winkelpositionen der Strahlenquelle S stark verändern, während in CT-Bildern desselben Objekts mit weniger ausgeprägten Bewegungsartefakten diese Änderungen in Abhängigkeit von der Winkelposition der Strahlenquelle weniger stark auftreten. Daher kann auch ein mittlerer Gradient in Richtung des Drehwinkels der Strahlenquelle S als Bewegungsartefaktemaß dienen. Ein Bewegungsartefaktewert kann dann bspw.
15 ermittelt werden, indem für jeden Voxel des jeweiligen Zwischenbildes ein Gradient der Bildwerte in Richtung dieses Drehwinkels berechnet wird und über diese Gradienten gemittelt wird. Der resultierende Mittelwert ist dann der Bewegungsartefaktewert dieses Zwischenbildes.

20 Bei der Ermittlung eines Bewegungsartefaktewertes mit Hilfe des z-Gradienten kann jeder z-Gradient vor der Mittelung mit einem ersten Wichtungsfaktor multipliziert werden, wobei ein z-Gradient, der in einem Überlappungsbereich des Objekts liegt, mit einem größeren ersten Wichtungsfaktor multipliziert wird als ein z-Gradient, der nicht in einem Überlappungsbereich liegt. Ein Überlappungsbereich ist ein Bereich des
25 Zwischenbildes, der mit Messwerten, deren Akquisitionszeiten in unterschiedlichen Perioden liegen, rekonstruiert worden ist. Wie eingangs erwähnt, treten in diesen Überlappungsbereichen verstärkt Bewegungsartefakte auf, so dass eine stärkere Wichtung der z-Gradienten in den Überlappungsbereichen zu einer weiter verbesserten Reduzierung der Bewegungsartefakte führt. Zum Beispiel können alle z-Gradienten, die
30 in einem Überlappungsbereich liegen, mit 1 und alle z-Gradienten, die nicht in einem Überlappungsbereich liegen, mit 0 multipliziert werden.

- Wenn Objektbereiche A bekannt sind, in denen das Objekt einen geringeren natürlichen z-Gradienten aufweist als in anderen Objektbereichen B, so kann ein z-Gradient des Zwischenbildes, der in einem Bildbereich liegt, der einem Objektbereich A entspricht, vor der Mittelung zusätzlich mit einem zweiten Wichtungsfaktor multipliziert werden, der größer ist als ein zweiter Wichtungsfaktor für einen z-Gradienten des Zwischenbildes, der sich in einem Bildbereich befindet, der einem Objektbereich B entspricht. Im Extremfall werden alle z-Gradienten in Bildbereichen, die dem Objektbereich A entsprechen, mit 1 und alle z-Gradienten in Bildbereichen, die dem Objektbereich B entsprechen, mit 0 multipliziert. Dies führt zu einer Verminderung einer möglichen Störung des durch Bewegungsartefakte hervorgerufenen z-Gradienten durch natürliche z-Gradienten des Objekts und damit zu einer weiteren Reduzierung der Bewegungsartefakte.
- Die z-Gradienten können vor der Mittelung auch mit einer, insbesondere linearen, Kombination des ersten und zweiten Wichtungsfaktors multipliziert werden. Des Weiteren können für jedes Zwischenbild zwei Bewegungsartefaktewerte, einmal mit Hilfe des z-Gradienten und außerdem mit Hilfe des Gradienten in Richtung des Drehwinkels der Strahlenquelle, zu einem einzigen Bewegungsartefaktewert, insbesondere linear, kombiniert werden.

- Zusätzlich zu dem Bewegungsartefaktewert kann für jedes Zwischenbild ein Ähnlichkeitswert ermittelt werden. Dazu wird jedes Zwischenbild mit den zeitlich benachbarten Zwischenbildern mit einem Ähnlichkeitsmaß verglichen. Das Ähnlichkeitsmaß kann jede Funktion sein, die einen umso kleineren Ähnlichkeitswert liefert, je ähnlicher sich zwei Zwischenbilder sind. Zum Beispiel kann das Ähnlichkeitsmaß Korrelationen, insbesondere die Pearson-Korrelation, und Differenzen sich entsprechender Bildwerte von unterschiedlichen Zwischenbildern verwenden. Ein Ähnlichkeitswert σ zweier Zwischenbilder kann bspw. durch folgende Gleichung gebildet werden:

$$\sigma = \frac{1}{N} \sum_i |V_{1,i} - V_{2,i}| \quad \text{mit } i = 1, \dots, N. \quad (1)$$

- Hier ist N die Anzahl der Voxel in einem der Zwischenbilder, $V_{1,i}$ der Bildwert des i -ten Voxels eines ersten Zwischenbildes und $V_{2,i}$ der Bildwert des i -ten Voxels eines zweiten Zwischenbildes. Des Weiteren könnte auch die mittlere quadratische Abweichung sich
- 5 entsprechender Voxel als Ähnlichkeitsmaß verwendet werden:

$$\sigma = \frac{1}{N} \sum_i \sqrt{(V_{1,i} - V_{2,i})^2}. \quad \text{mit } i = 1, \dots, N \quad (2)$$

- 10 Für das zeitlich erste und letzte Zwischenbild wird jeweils ein Ähnlichkeitswert und für alle übrigen Zwischenbilder werden zwei Ähnlichkeitswerte ermittelt, und in den letzt genannten Fällen werden die zwei Ähnlichkeitswerte, die jeweils einem Zwischenbild zugeordnet sind, zu einem Ähnlichkeitswert gemittelt, so dass letztlich jedem Zwischenbild genau ein Ähnlichkeitswert zugeordnet ist.

15

Ist der Ähnlichkeitswert eines Zwischenbildes relativ klein, so unterscheidet sich dieses Zwischenbild nur wenig von den zeitlich benachbarten Zwischenbildern, so dass sich auch die entsprechenden Objektzustände wenig voneinander unterscheiden. Im Bereich der Phasenstelle, die diesem Zwischenbild zugeordnet ist, hat sich das Objekt also kaum

20 bewegt.

- Im Schritt 106 wird ein Zwischenbild ausgewählt, das den kleinsten Bewegungsartefaktewert aufweist. Wurden zusätzlich im Schritt 105 Ähnlichkeitswerte ermittelt, so kann für jedes Zwischenbild der Ähnlichkeitswert mit dem
- 25 Bewegungsartefaktewert zu einem Kombinationswert kombiniert werden. Der Kombinationswert kann bspw. eine lineare Kombination, insbesondere der Mittelwert, des Bewegungsartefaktewertes und des Ähnlichkeitswertes sein. Im Schritt 106 wird dann ein Zwischenbild ausgewählt, das den kleinsten Kombinationswert aufweist.

Im Schritt 107 wird das CT-Bild rekonstruiert, wobei ausschließlich Messwerte verwendet werden, die sich in der jeweiligen Periode in einer Bewegungsphase befinden, die an der Phasenstelle angeordnet ist, die dem in Schritt 106 ermittelten Zwischenbild entspricht. Das erfindungsgemäße Verfahren ist dabei nicht auf ein bestimmtes

- 5 Rekonstruktionsverfahren beschränkt. Das CT-Bild kann bspw. mittels einer gefilterten Rückprojektion, die unten im Zusammenhang mit Fig. 4 erläutert wird, oder mittels bekannter iterativer Verfahren rekonstruiert werden.

- 10 Vor der Rekonstruktion kann jeder Messwert, falls nicht schon bei der Rekonstruktion des entsprechenden Zwischenbildes in Schritt 104 geschehen, durch Multiplikation mit einem Wichtungsfaktor gewichtet werden. Dieser Wichtungsfaktor kann umso größer sein, je mehr der entsprechende Messwert in der Mitte der jeweiligen Bewegungsphase angeordnet ist.

- 15 Im Gegensatz zu Rekonstruktion der Zwischenbilder im Schritt 104 erfolgt die abschließende Rekonstruktion des Objekts bzw. FOV im Schritt 107 mit einer hohen räumlichen Auflösung (bspw. $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ dargestellt durch 512^3 Voxel), um eine möglichst hohe Bildqualität zu erzielen.

- 20 Im Folgenden wird nun beispielhaft eine gefilterte Rückprojektion beschrieben, mittels der die Zwischenbilder und das abschließenden CT-Bilder rekonstruiert werden können (Fig. 4).

- 25 Zur Rekonstruktion werden im Schritt 201 die Messwerte parallel umgruppiert. Durch das parallele Umgruppieren werden die Messwerte so umsortiert und uminterpoliert, als wären sie mit einer anderen Strahlenquelle (einer ausgedehnten, auf einem Teil einer Helix angeordneten Strahlenquelle, die jeweils zueinander parallele Strahlenfächer emittieren kann) und mit einem anderen Detektor (einem ebenen, rechteckigen und die Rotationsachse 14 enthaltenen „virtuellen Detektor“) gemessen worden.

Dies wird anhand von Fig. 5 näher erläutert. Mit 17 ist dabei die helixförmige Trajektorie bezeichnet, von der aus die Strahlenquelle den Untersuchungsbereich durchstrahlt. Ein fächerförmiges Strahlenbündel 43, dessen Strahlen in einer die Rotationsachse 14 enthaltenen Ebene verlaufen, geht von der Strahlenquellenposition S_0 aus. Man kann sich das kegelförmige Strahlenbündel, das von der Strahlenquelle in der Position S_0 emittiert wird, aus einer Vielzahl von ebenen Strahlenfächern zusammengesetzt denken, die sich in zur Rotationsachse 14 parallelen Ebenen befinden und sich in der Strahlenquellenposition S_0 schneiden. Fig. 5 zeigt von diesen Strahlenfächern nur einen einzigen, nämlich den Strahlenfächer 43.

10

Außerdem sind in Fig. 5 noch weitere Strahlenfächer 41, 42 und 44, 45 dargestellt, die parallel zu dem Strahlenfächer 43 sind und in zueinander und zur Rotationsachse 14 parallelen Ebenen liegen. Die zugehörigen Strahlenquellenpositionen S_{-2} , S_{-1} und S_1 , S_2 werden von der Strahlenquelle S eingenommen, bevor bzw. nachdem sie die Strahlenquellenposition S_0 erreicht hat.

15

Die Strahlenfächer 41 bis 45 bilden eine Gruppe und definieren ein Strahlenbündel 70 mit einer zeltartigen Form. Eine Gruppe von Strahlenfächern wird Projektion genannt. Für jede Projektion wird nun ein rechteckiger, virtueller Detektor 160 definiert, der in einer Ebene liegt, die die Rotationsachse 14 enthält und senkrecht zu den parallelen Strahlenfächern einer Projektion orientiert ist. Die Eckpunkte des virtuellen Detektors 160 sind die Durchstoßpunkte der Strahlen, die von den äußeren Strahlenquellenpositionen auf den gegenüberliegenden Helixabschnitt treffen, durch diese Ebene. Für das Strahlenbündel 70 in Fig. 5 sind S_{-2} und S_2 die äußeren Strahlenquellenpositionen. Auf dem rechteckigen Detektor 160 werden kartesisch angeordnete Detektorelemente definiert, also Zeilen und Spalten, auf die die Messwerte uminterpoliert werden.

20

25

Anschließend werden im Schritt 202 die den einzelnen Strahlen zugeordneten Messwerte mit einem Wichtungsfaktor multipliziert, der dem Kosinus des

30

Kegelwinkels des jeweiligen Strahles entspricht. Der Kegelwinkel eines Strahles ist der Winkel, den dieser Strahl mit einer Ebene, die senkrecht zur Rotationsachse 14 orientiert ist, einschließt. Wenn der genannte Winkel klein ist, so ist der Kosinus des Winkels im wesentlichen gleich 1, so dass der Schritt 202 entfallen kann.

5

Im Schritt 203 wird auf die Messwerte eine eindimensionale Filterung mit einem rampenförmig mit der Raumfrequenz ansteigenden Übertragungsfaktor angewandt. Dazu werden jeweils aufeinander folgende Werte in Richtung senkrecht zur Rotationsachse 14, also entlang einer Zeile des Detektors 160, herangezogen. Diese
10 Filterung wird entlang jeder Zeile des virtuellen Detektors für alle Gruppen an Strahlenfächern durchgeführt.

In anderen Ausführungsformen könnte auf das parallele Umgruppieren verzichtet werden. Dann ist bekanntlich, da die Detektoreinheit z.B. bogenförmig um die
15 Strahlenquelle oder um die Rotationsachse gekrümmt ist, die Filterung zu modifizieren.

Im Schritt 204 wird ein Voxel $V(x)$ innerhalb des FOV bestimmt. Dann wird im Schritt 205 eine Projektion, also eine Gruppe an Strahlenfächern ausgewählt, die noch nicht zur Rekonstruktion des Voxels $V(x)$ herangezogen worden ist und deren

20 Akquisitionszeitpunkt in einem der oben bestimmten Zeitintervalle liegt. Verläuft kein Strahl der Projektion mittig durch den Voxel $V(x)$, so wird ermittelt, an welcher Stelle ein mittiger Strahl auf die Detektorfläche getroffen wäre. Der dazugehörige Messwert wird dann durch Interpolation der Messwerte von benachbarten Strahlen berechnet. Der Messwert, der dem den Voxel passierenden Strahl der Projektion zugeordnet werden
25 kann, bzw. der entsprechende durch Interpolation gewonnene Messwert, wird im Schritt 206 auf den Voxel $V(x)$ akkumuliert. Im Schritt 208 wird geprüft, ob alle Projektionen betrachtet worden sind. Ist dies nicht der Fall, so verzweigt das Ablaufdiagramm zum Schritt 205. Ansonsten wird im Schritt 208 geprüft, ob alle Voxel $V(x)$ im FOV durchlaufen sind. Ist dies nicht der Fall, so wird mit Schritt 204 fortgefahren. Wenn
30 dagegen alle Voxel $V(x)$ im FOV durchlaufen worden sind, so ist die Absorption im

gesamten FOV ermittelt, und das erfindungsgemäße Computertomographie-Verfahren ist im Schritt 108 (siehe Fig. 2) beendet.

Die Schritte 201 bis 203 können bei der Rekonstruktion des abschließenden CT-Bildes
5 entfallen, wenn die Messwerte bereits bei der Rekonstruktion der Zwischenbilder in dem Schritt 104 entsprechend behandelt worden sind.

Mit dem erfindungsgemäßen Verfahren kann für das gesamte Objekt bzw. das gesamte FOV ein Zwischenbild mit dem kleinsten Bewegungsartefaktewerte oder
10 Kombinationswert ermittelt werden. Es ist erfindungsgemäß aber auch möglich, das FOV in mehrere Unterbereiche einzuteilen und für jeden Unterbereich ein Zwischenbild mit minimalem Bewegungsartefaktewert bzw. Kombinationswert gemäß den Schritten 104 bis 106 zu ermitteln, so dass für jeden Unterbereich eine optimale Phasenstelle ermittelt wird. Bei der abschließenden Rekonstruktion im Schritt 107 würden dann für jeden
15 Unterbereich jeweils ausschließlich Messwerte verwendet werden, die akquiriert worden, während sich das Objekt in einer Bewegungsphase befand, die an der für diesen Unterbereich bestimmten Phasenstelle angeordnet ist. Diese unterschiedliche Behandlung der Unterbereiche berücksichtigt, dass sich das Objekt in unterschiedlichen Objektbereichen unterschiedlichen bewegen kann, wodurch Bewegungsartefakte weiter
20 reduziert werden können.

BEZUGSZEICHENLISTE

	h	Abstand benachbarter Windungen einer helixförmigen Trajektorie
5	R ₁ , R ₂	R-Peak-Stellen
	S	Strahlenquelle
	S ₋₂ ...S ₂	Strahlenquellenpositionen
10	α_{\max}	Öffnungswinkel
	$\varphi_1 \dots \varphi_N$	Phasenstellen
15	1	Gantry
	2, 5	Motor
	3	Kollimatoranordnung
20	4	Strahlenbündel
	7	Steuereinheit
25	8	Elektrokardiograph
	10	Rekonstruktionseinheit
	11	Monitor
30	13	Untersuchungsbereich
	14	Rotationsachse
35	16	Detektoreinheit
	17	helixförmige Trajektorie
	21	Elektrokardiogramm
40	23	R-Peak
	41...45	Strahlenfächer
45	70	Strahlenbündel
	160	virtueller Detektor

PATENTANSPRÜCHE

1. Computertomographie-Verfahren mit den Schritten:

- 5
- a) Erzeugen eines ein sich periodisch bewegendes Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit einer Strahlenquelle (S),
- b) Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem Objekt andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse (14) umfasst,
- 10 c) Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) jenseits des Objekts abhängen, mit einer Detektoreinheit (16) während der Relativbewegung,
- 15 d) Erfassen eines von der Bewegung des Objekts abhängenden Bewegungssignals (21) mit einer Bewegungserfassungseinrichtung (8) und Ermitteln von sich periodisch wiederholenden Bewegungsphasen mit Hilfe des erfassten Bewegungssignals (21),
- 20 e) Rekonstruieren mehrerer Zwischenbilder eines Bereichs des Objekts, wobei jedes Zwischenbild mit Messwerten rekonstruiert wird, die akquiriert wurden, während sich das Objekt in einer anderen Bewegungsphase befand, so dass jedem Zwischenbild eine Bewegungsphase zugeordnet werden kann,
- 25 f) Ermitteln der Bewegungsphase mit der geringsten Objektbewegung in dem Bereich durch Ermitteln des Zwischenbildes mit den wenigsten Bewegungsartefakten in dem Bereich,

- g) Rekonstruieren eines Computertomographie-Bild des Bereichs aus Messwerten, die akquiriert wurden, während sich das Objekt in der Bewegungsphase mit der geringsten Objektbewegung in diesem Bereich befand, wobei sich die dabei verwendeten Rekonstruktionsparameter von den Rekonstruktionsparametern, die zur Rekonstruktion der Zwischenbilder verwendet worden sind, unterscheiden.
2. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Zwischenbilder im Schritt e) mit einer geringeren räumlichen Auflösung rekonstruiert werden als das im Schritt g) zu rekonstruierende Computertomographie-Bild.
3. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass ein auszuwertender Bereich (FOV) des Objekts in mehrere Unterbereiche eingeteilt wird und dass die Schritte e) bis g) für jeden Unterbereich ausgeführt werden.
4. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass mit Hilfe eines Bewegungsartefaktemaßes für jedes Zwischenbild jeweils ein Bewegungsartefaktewert ermittelt wird, indem das Bewegungsartefaktemaß ausschließlich auf Messwerte des jeweiligen Zwischenbildes angewandt wird, und dass das Zwischenbild mit dem geringsten Bewegungsartefaktewert als Zwischenbild mit den wenigsten Bewegungsartefakten ermittelt wird.
5. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Bewegungsartefaktewert eines Zwischenbildes der Mittelwert von Gradienten von Bildwerten des Zwischenbildes in Richtung der Rotationsachse ist.
6. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Gradienten vor der Mittelung gewichtet werden, wobei ein Gradient, der in einem Überlappungsbereich des Objekts, der von Strahlen mit in unterschiedlichen Perioden liegenden Akquisitionszeitpunkten durchsetzt ist, liegt ein größeres Gewicht erhält, als ein Gradient, der nicht in einem Überlappungsbereich liegt.

7. Computertomograph zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 mit

- 5 - einer Strahlenquelle (S) zum Erzeugen eines ein sich periodisch bewegendes Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4),
- 10 - einer Antriebsanordnung (2, 5) zum Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem Objekt andererseits, die ein Rotation um eine Rotationsachse (14) umfasst,
- 15 - einer Detektoreinheit (16) zum Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) jenseits des Objekts abhängen, während der Relativbewegung,
- 20 - einer Bewegungserfassungseinrichtung (8), insbesondere einem Elektrokardiographen (8), zum Erfassen eines von der Bewegung des Objekts abhängenden Bewegungssignals (21) mit einer Bewegungserfassungseinrichtung (8),
- 25 - einer Rekonstruktionseinheit (10) zum Rekonstruieren eines Computertomographie-Bildes des Objekts aus den Messwerten,
- einer Steuereinheit (7) zum Steuern der Strahlenquelle (S), der Antriebsanordnung (2, 5), der Detektoreinheit (16), der Bewegungserfassungseinrichtung (8) und der Rekonstruktionseinheit (10) entsprechend den folgenden Schritten:
 - a) Erzeugen eines ein sich periodisch bewegendes Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit der Strahlenquelle (S),

- b) Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem Objekt andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse (14) umfasst,
- c) Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) jenseits des Objekts abhängen, mit der Detektoreinheit (16) während der Relativbewegung, 5
- d) Erfassen eines von der Bewegung des Objekts abhängenden Bewegungssignals (21) mit der Bewegungserfassungseinrichtung (8) und Ermitteln von sich periodisch wiederholenden Bewegungsphasen mit Hilfe des erfassten Bewegungssignals (21), 10
- e) Rekonstruieren mehrerer Zwischenbilder eines Bereichs des Objekts, wobei jedes Zwischenbild mit Messwerten rekonstruiert wird, die akquiriert wurden, während sich das Objekt in einer anderen Bewegungsphase befand, so dass jedem Zwischenbild eine Bewegungsphase zugeordnet werden kann, 15
- f) Ermitteln der Bewegungsphase mit der geringsten Objektbewegung in dem Bereich durch Ermitteln des Zwischenbildes mit den wenigsten Bewegungsartefakten in dem Bereich, 20
- g) Rekonstruieren eines Computertomographie-Bildes des Bereichs des Objekts aus Messwerten, die akquiriert wurden, während sich das Objekt in der Bewegungsphase mit der geringsten Objektbewegung in diesem Bereich befand, wobei sich die dabei verwendeten Rekonstruktionsparameter von den Rekonstruktionsparametern, die zur Rekonstruktion der Zwischenbilder verwendet worden sind, unterscheiden. 25

8. Computerprogramm für eine Steuereinheit (7) zur Steuerung einer Strahlenquelle (S), einer Detektoreinheit (16), einer Antriebsanordnung (2, 5) und einer Rekonstruktionseinheit (10) eines Computertomographen zur Durchführung des
- 5 Verfahrens nach Anspruch 1.

ZUSAMMENFASSUNG

Computertomographie-Verfahren für sich periodisch bewegende Objekte

Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem ein sich periodisch bewegendes Objekt, insbesondere ein Herz, von einem Strahlenbündel durchstrahlt wird.

- 5 Während der Akquisition von Messwerten wird ein von der Bewegung des Objekts abhängendes Bewegungssignal erfasst. Aus diesem Bewegungssignal werden sich periodisch wiederholende Bewegungsphasen ermittelt, wonach mehrere Zwischenbilder eines Bereichs des Objekts, insbesondere mit einer geringen Auflösung, mit Messwerten rekonstruiert werden, deren Akquisitionszeitpunkte in unterschiedlichen
- 10 Bewegungsphasen liegen, so dass jedem Zwischenbild eine Bewegungsphase zugeordnet werden kann. Die Bewegungsphase mit der geringsten Objektbewegung in dem Bereich wird dann durch Ermitteln des Zwischenbildes mit den wenigsten Bewegungsartefakten bestimmt. Abschließend wird ein Computertomographie-Bild des Bereichs, insbesondere mit einer hohen räumlichen Auflösung, aus Messwerten
- 15 rekonstruiert, deren Akquisitionszeitpunkte in der Bewegungsphase mit der geringsten Objektbewegung in diesem Bereich liegen.

Fig. 3

Fig. 1

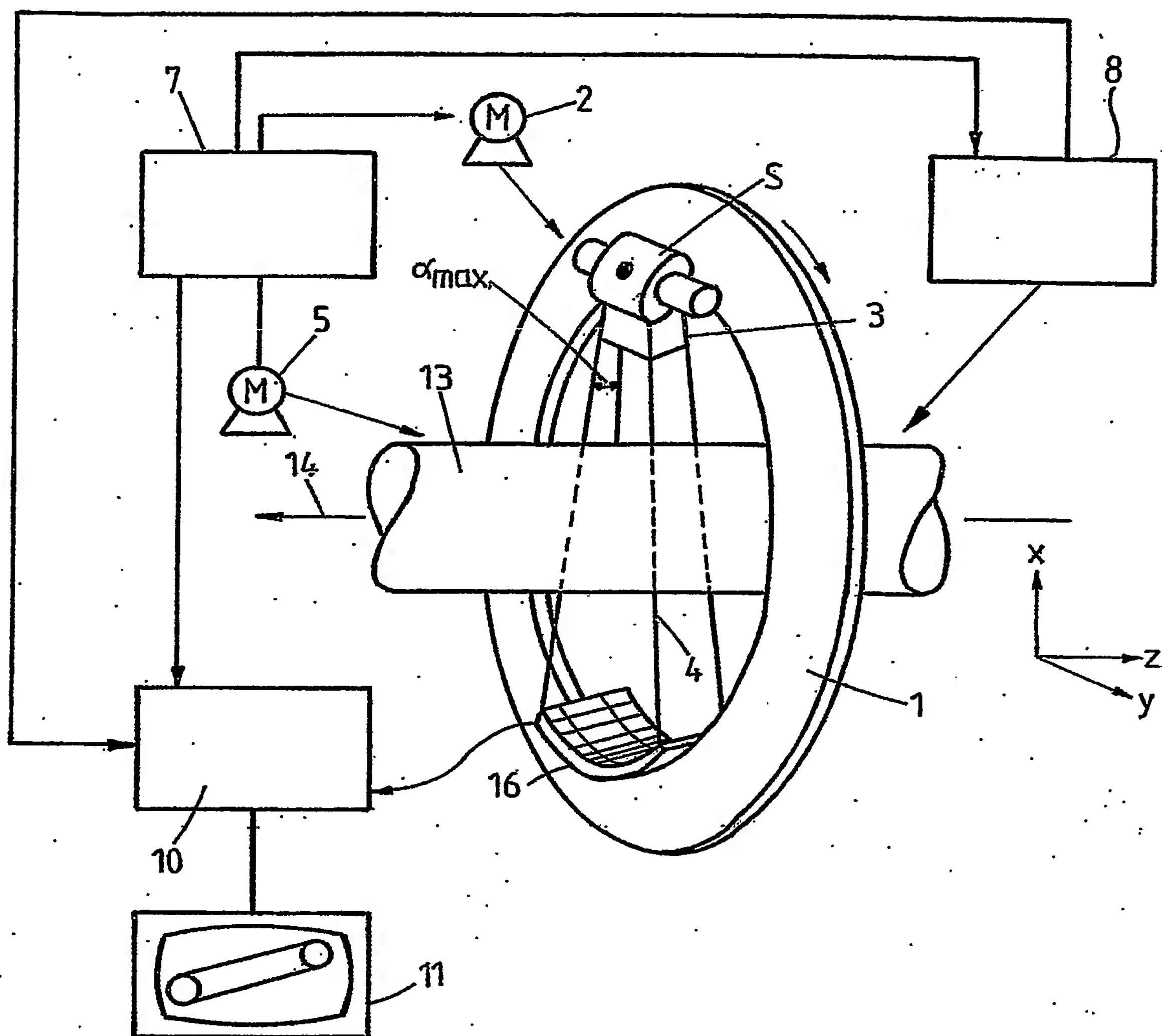


Fig. 2

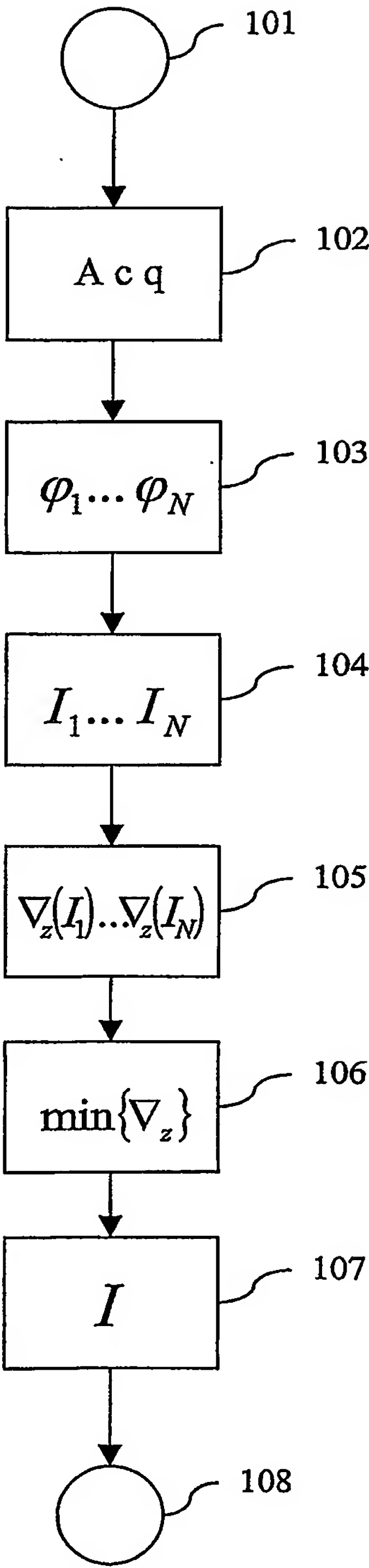


Fig. 3

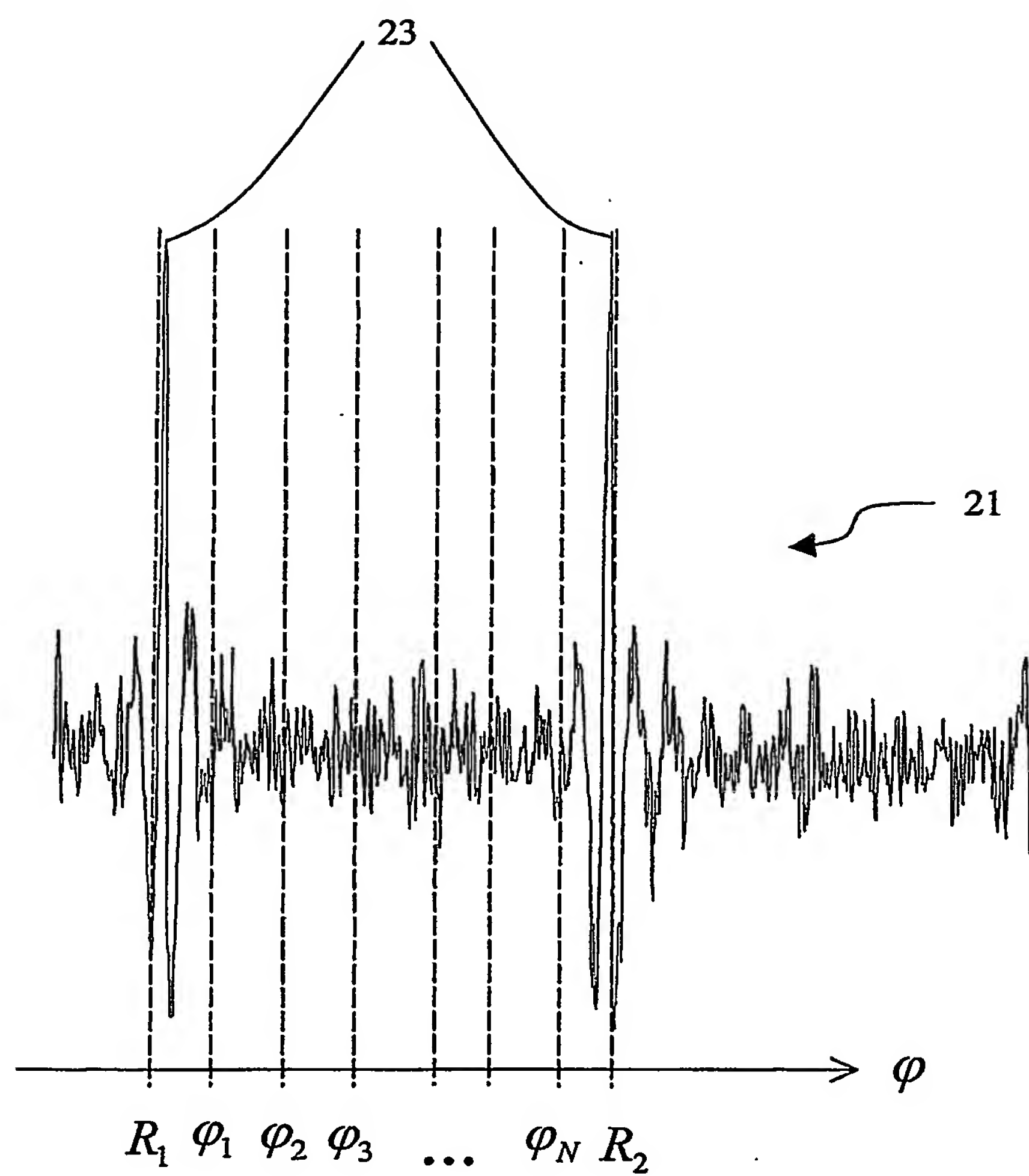


Fig. 4

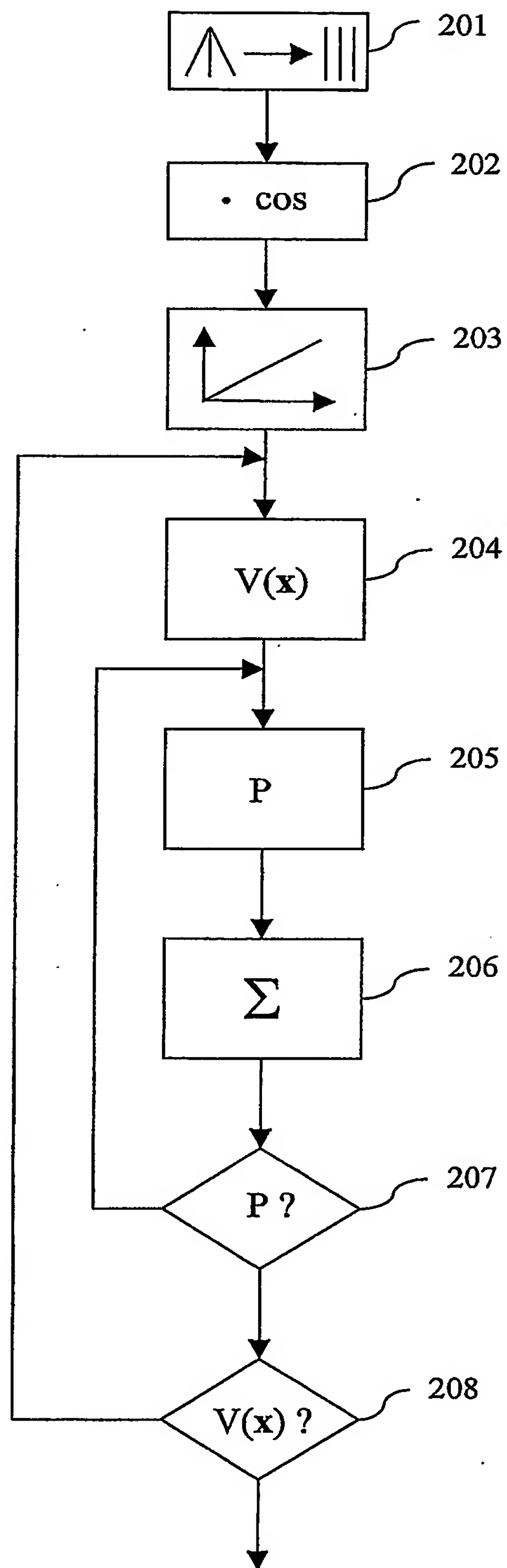
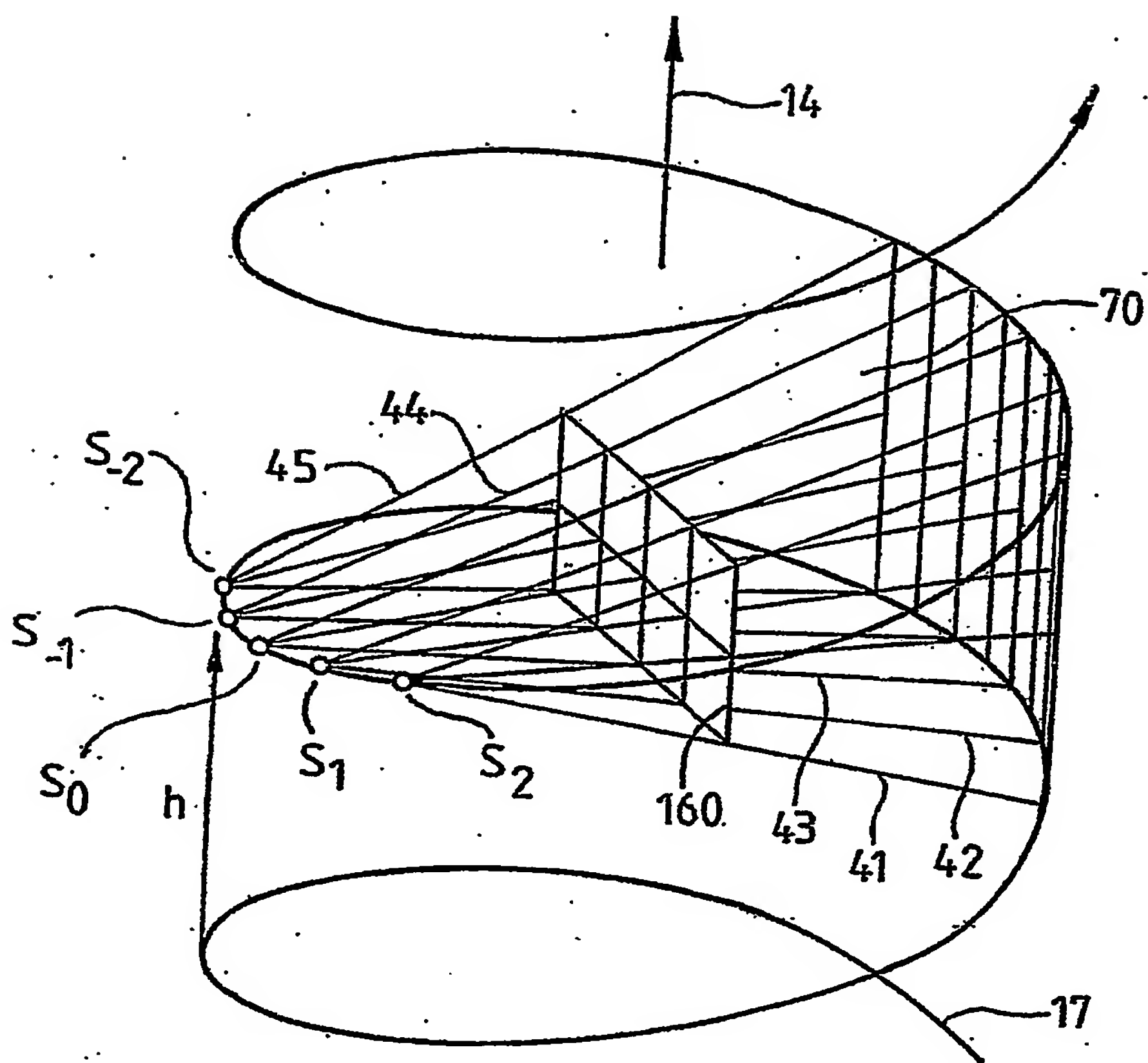


Fig. 5



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record.**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☒ **BLACK BORDERS**

☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

☒ **FADED TEXT OR DRAWING**

☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**

☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**

☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.